

学校编码: 10384

分类号\_\_\_\_\_密级\_\_\_\_\_

学号: 33120131152837

UDC \_\_\_\_\_

厦 门 大 学

## 硕士学位论文

磁共振成像仪线圈调谐模块的研究与设计

### The Research and Design of Coil Tuning Module in MRI

戴奇成

指导教师姓名: 陈 忠 教 授

专 业 名 称: 电子与通信工程

论文提交日期: 2016 年 月

论文答辩日期: 2016 年 月

学位授予日期: 2016 年 月

答辩委员会主席:

评阅人:

2016 年 5 月

学校编码: 10384

分类号\_\_\_\_\_密级\_\_\_\_\_

## 厦门大学学位论文原创性声明

本人呈交的学位论文是本人在导师指导下,独立完成的研究成果。本人在论文写作中参考其他个人或集体已经发表的研究成果,均在文中以适当方式明确标明,并符合法律规范和《厦门大学研究生学术活动规范(试行)》。

另外,该学位论文为( )课题(组)的研究成果,获得( )课题(组)经费或实验室的资助,在( )实验室完成。(请在以上括号内填写课题或课题组负责人或实验室名称,未有此项声明内容的,可以不作特别声明。)

声明人(签名):

年 月 日

# 厦门大学学位论文著作权使用声明

本人同意厦门大学根据《中华人民共和国学位条例暂行实施办法》等规定保留和使用此学位论文，并向主管部门或其指定机构送交学位论文（包括纸质版和电子版），允许学位论文进入厦门大学图书馆及其数据库被查阅、借阅。本人同意厦门大学将学位论文加入全国博士、硕士学位论文共建单位数据库进行检索，将学位论文的标题和摘要汇编出版，采用影印、缩印或者其它方式合理复制学位论文。

本学位论文属于：

（        ） 1. 经厦门大学保密委员会审查核定的保密学位论文，  
于        年        月        日解密，解密后适用上述授权。

（        ） 2. 不保密，适用上述授权。

（请在以上相应括号内打“√”或填上相应内容。保密学位论文应是已经厦门大学保密委员会审定过的学位论文，未经厦门大学保密委员会审定的学位论文均为公开学位论文。此声明栏不填写的，默认为公开学位论文，均适用上述授权。）

声明人（签名）：

年        月        日

## 摘要

在成像过程中，射频线圈的工作状态对成像质量影响很大。射频线圈的共振频率和阻抗随着样品的放入会发生改变，造成信噪比和  $Q$  值的下降影响成像的质量，而产生的信号反射严重时损坏功率模块，所以每次成像前后都需对射频线圈进行调谐。传统的调谐采用的是手动操作、上位机显示的方法，操作不便捷，速度较慢。设计一个便于观察的手动调谐检测装置是一个改进的方案，而使用自动调谐不仅不需要人的参与，而且对调谐速度和精度都有一个大的提升。

本文首先回顾了核磁共振的历史和发展，对核磁共振现象及磁共振成像机理进行了阐述，并对磁共振相关仪器的最小系统做了简要介绍。

然后对  $L$  型匹配网络进行了特性分析，得出了  $L$  型  $C-C$  匹配网络的匹配区域，并将分析方法扩展到射频线圈的匹配网络上。通过 Smith 圆图和导纳图描述了射频线圈的调谐流程。

在手动调谐检测模块设计上，分析了定向耦合器的  $S$  参数矩阵，并将其反射端电压作为考察调谐依据，介绍了用 AD8318 作为检测功率的芯片及整体测量电路，信号处理部分主要基于 STM32 完成，主要分为三个方面：ADC 采集、坐标转换和 LCD 屏显。然后对检测模块的各部分和整体做了系统测试。

最后，对自动调谐的原理和系统做了介绍，对自动调谐的匹配网络进行了设计，提出变量轮转算法和遗传算法两种算法应用于自动调谐，并对这两种算法的具体设计和仿真结果进行了阐述。

**关键词：**射频线圈；匹配网络；调谐检测；自动调谐

## ABSTRACT

Coil as an important part of magnetic resonance imaging system, its performance directly effects the imaging quality. The resonance frequency and impedance are changed When different human body are loaded into the RF coil, it impact on the quality of imaging because of the degradation of signal to noise and quality factor, and the signal reflection will damage the power module. So it needs tuning when before or after imaging. Traditional tuning method is manual operation and displayed by computer, it's slowly and not convenient. Design a manual tuning detection device what is convenient to observe is an improved scheme. Automatic tuning does not require the participation of people, and has a big improvement in tuning speed and accuracy.

This paper first reviews the history and development of nuclear magnetic resonance, expounds the principle of nuclear magnetic resonance and magnetic resonance imaging, and brief introduce the system of magnetic resonance instruments including magnetic resonance spectrometer and magnetic resonance imaging.

Then it analyzed the characteristics of L-section matching network, obtained matching area of C-C matching network, and analyzed the RF coil by this method. Expound the process of coil tuning by Smith chart and admittance chart.

On the manual tuning detection module design, analyze S parameter matrix of directional couple, use the reflected voltage as a tuning light. Then introduce the working principle and circuit design of the power detector. The signal processing part is base on STM32, it mainly divides into three parts: the ADC sampling, data conversion and LCD display. Then testing and each part of the detection module.

Finally, present the automatic tuning principle and system, design the matching network of automatic tuning. Put forward two kinds of algorithms that applied to the automatic tuning, expounds the main idea of two algorithms, and introduces the design of two kinds of algorithms that applied to the automatic tuning.

**Keywords:** RF coil; matching network; tuning detection module; automatic tuning

厦门大学博士论文摘要库

# 目录

摘 要.....	I
ABSTRACT.....	II
第一章 绪论.....	1
1.1 磁共振成像的发展和现状.....	1
1.2 论文研究内容.....	2
第二章 磁共振成像原理和磁共振仪器介绍.....	4
2.1 磁共振成像的基本原理.....	4
2.1.1 弛豫及核磁共振信号产生.....	5
2.2 磁共振成像的空间定位.....	7
2.2.1 层面选择.....	8
2.2.2 相位编码.....	8
2.2.3 频率编码.....	10
2.3 核磁共振仪器介绍.....	10
2.3.1 磁体.....	11
2.3.2 控制系统.....	11
第三章 射频线圈调谐原理.....	13
3.1 阻抗匹配原理.....	13
3.2 匹配网络特性分析.....	14
3.2.1 匹配网络对输入阻抗的影响.....	15
3.2.2 匹配区域计算.....	18
3.3 射频线圈匹配网络分析.....	20
3.3.1 线圈的匹配区域.....	20
3.3.2 调谐流程.....	22
第四章 手动调谐检测模块设计.....	25
4.1 调谐系统.....	25
4.2 定向耦合器.....	26
4.2.1 定向耦合器基本指标.....	26
4.2.2 定向耦合器特性分析.....	27
4.3 功率检测部分.....	29
4.3.1 AD8318 引脚和功能.....	30
4.3.2 内部结构与功能实现.....	31

4.3.3 检测电路设计.....	32
<b>4.4 处理部分设计.....</b>	<b>33</b>
4.4.1 STM32 芯片介绍.....	34
4.4.2 ADC 模块设计.....	35
4.4.3 ADC 定时循环采集实现和电压数据转换设计.....	38
4.4.3.1 基准线确定和精确延时采集.....	39
4.4.3.2 电压数据转换.....	41
4.4.3.3 显示延时补偿.....	42
4.4.4 LCD 显示.....	43
4.4.4.1 ILI9341 的通信时序.....	43
4.4.4.2 用 FSMC 驱动 LCD.....	44
4.4.4.3 配置 FSMC 及模拟 8080 D\CX 信号线的实现.....	46
<b>4.5 检测模块测试及结果分析.....</b>	<b>49</b>
4.5.1 定向耦合器测试.....	49
4.5.2 检测模块测试.....	51
4.5.3 检测模块整体测试.....	53
<b>第五章 自动调谐及算法研究.....</b>	<b>58</b>
<b>5.1 自动调谐介绍.....</b>	<b>58</b>
5.1.1 自动调谐系统.....	59
5.1.2 匹配网络结构.....	59
<b>5.2 几种调谐算法介绍.....</b>	<b>61</b>
5.2.1 变量轮换算法.....	61
5.2.2 Hooke & Jeeves 算法.....	63
5.2.3 对分搜索算法.....	64
<b>5.3 遗传算法概要.....</b>	<b>64</b>
<b>5.4 遗传算法应用于自动调谐的设计.....</b>	<b>65</b>
5.4.1 编码方式.....	66
5.4.2 适应度函数.....	66
5.4.3 选择、交叉和变异操作.....	66
5.4.4 收敛判断准则.....	67
<b>5.5 遗传算法仿真.....</b>	<b>68</b>
<b>第六章 总结.....</b>	<b>72</b>
<b>参考文献.....</b>	<b>73</b>
<b>攻读硕士学位期间发表论文.....</b>	<b>77</b>
<b>致谢.....</b>	<b>78</b>



# CONTENTS

<b>Abstract in Chinese.....</b>	<b>I</b>
<b>Abstract in English.....</b>	<b>II</b>
<b>Chapter 1 Introduction.....</b>	<b>1</b>
1.1 Development and status of MRI.....	1
1.2 Main content of this thesis.....	2
<b>Chapter 2 Principle of MRI and NMR instrument introduction.....</b>	<b>4</b>
2.1 The basic principle of MRI.....	4
2.1.1 Relaxaion and occuration of NMR signal.....	5
2.2 Space positioning of MRI.....	7
2.2.1 Lever choosing.....	8
2.2.2 Phase encoding.....	9
2.2.3 Frequency coding.....	10
2.3 Introduction of the NMR instrument.....	10
2.3.1 Magnet.....	11
2.3.2 Control system.....	11
<b>Chapter 3 Principle of coil tuning .....</b>	<b>13</b>
3.1 Impedance matching.....	13
3.2 Characteristic of matching network.....	14
3.2.1 Influence to input impedance by matching network.....	15
3.2.2 Matching area.....	18
3.3 RF coil matching network research.....	20
3.3.1 Matching area of coil matching network.....	20
3.3.2 Coil tuning process.....	22
<b>Chapter 4 Design of manual tuning detection module.....</b>	<b>25</b>
4.1 Tuning system.....	25
4.2 Derectional coupler.....	26
4.2.1 Basis indicators of directional couple.....	26
4.2.2 Diretional couple characteristics analysis.....	27
4.3 Power detection.....	29
4.3.1 Pin and function of AD8318.....	30

4.3.2 Internal structure and function implementation.....	31
4.3.3 Detection circuit design.....	32
<b>4.4 Dealing part design.....</b>	<b>33</b>
4.4.1 Introduction of STM32.....	34
4.4.2 ADC module design.....	35
4.4.3 ADC timing cycle collection and data conversion.....	38
4.4.3.1 Baseline determination and precise delay acquisition.....	39
4.4.3.2 Voltage data conversion.....	41
4.4.3.3 Timing delay compesation.....	42
4.4.4 LCD display.....	43
4.4.4.1 Communication sequence of ILI9341.....	43
4.4.4.2 Drive LCD by FSMC.....	44
4.4.4.3 FSMC configuration and function realization.....	46
<b>4.5 Detection module test and result analysis.....</b>	<b>49</b>
4.5.1 Test of directional couple.....	49
4.5.2 Test of power detection module.....	51
4.5.3 Overall test of detection module.....	53
<b>Chapter 5 Automatic tuning and algorithm research.....</b>	<b>58</b>
<b>5.1 Introduction of automatic tuning.....</b>	<b>58</b>
5.1.1 Automatic tuning system.....	59
5.1.2 Matching network structure.....	59
<b>5.2 Several tuning algorithm.....</b>	<b>61</b>
5.2.1 Variable rotation algorithm.....	61
5.2.2 Hooke & Jeeves algorithm.....	63
5.2.3 The search algorithm.....	64
<b>5.3 Genetic algorithm profile.....</b>	<b>64</b>
<b>5.4 Design of genetic algorithm applied in automatic tuning.....</b>	<b>65</b>
5.4.1 Coding scheme.....	66
5.4.2 Fitness function.....	66
5.4.3 Selection,crossover and mutation.....	66
5.4.4 Convergence criteria.....	67
<b>5.5 Simulation of genetic algorithm.....</b>	<b>68</b>
<b>Chapter 6 Summary.....</b>	<b>72</b>
<b>References.....</b>	<b>73</b>
<b>Publications.....</b>	<b>77</b>
<b>Acknowledgements.....</b>	<b>78</b>

## 第一章 绪论

### 1.1 磁共振成像的发展和现状

1946 年,美国斯坦福大学物理学家 Bloch 和哈佛大学物理学家博塞尔分别独立进行核磁共振实验,并成功观察到 NMR 共振吸收现象<sup>[1,2]</sup>,在此基础上他们分别提出核磁共振的经典理论和量子理论,并共同获得了 1952 年的诺贝尔物理学奖,自此开始,核磁共振技术飞速发展。60 年代,对氢、磷和氮在动物体内分布情况的核磁共振实验,开启了核磁共振技术在生物体上的研究。1971 年,美国纽约州立大学的达马迪安实验发现老鼠的普通组织与病变组织中氢原子核弛豫时间不同,为核磁共振技术应用于医学领域奠定了基础。1972 年,美国科学家莱特布尔发现向稳定磁场中的物体照射适当的电磁波可以获得磁共振图像,并在之后成功获得活鼠的 MR 图像。1974 年,英国物理学家 Mansfield 改良了这种方式,使用梯度线圈并发现通过很快的梯度变化可以使劳特布尔的方法很快的产生出物体的结构图像,此外还证明了可以用数学方法分析获得的数据,为利用计算机快速绘制图像奠定了基础。1980 年,瑞典科学家 Ernst 发明了二维核磁共振技术,开始了核磁共振在商业领域的应用<sup>[3-9]</sup>。

在 Lauterbur 和 Mansfield 两人的研究成果的基础上,英国阿伯丁大学的 Hlinish 和 Bottomley、美国纽约州立大学的 Damadian 和英国阿伯丁大学的 Mallard 相继于 1977 年和 1978 年获得人手腕关节剖面 MR 像、胸部 MR 像和人体头部的 MR 像。1980 年,第一台成型商品化的核磁共振成像仪正式诞生,并于 1981 年完成了第一幅 NMR 全身扫描的图像。当时,核技术是危险的代名词,为了避免人们将核磁共振成像与之混淆,科学家习惯称其为磁共振成像技术。

与 X 射线成像和 CT 成像相比,磁共振成像的最大优点是在无损的前提下,安全、快速、准确的获取人体病患处的高精度立体图像,具体有以下几点:

- 1 成像时没有任何辐射,对人体无损;

- 2 有多方位的信息,以供医学判断,例如良性肿瘤和恶性肿瘤的 T1 参数值不同,作 T1 加权图像,可以将其区分;通过定位可以任意选择想要成像的截面,获取其他成像技术成像不了的区域的图像。与 CT 一层一层扫描不同,磁共振成

像采用三维立体成像，在三个不同面上的分别成像能获得脊柱和大脑的立体图像。

3 能很快的采集出图像，可以用于诊断病变中的器官。

4 成像元素多，理论上用于成像元素可以是所有的自旋不为 0 的核。

如此多的优点，使得磁共振成像技术在全世界得到极大普及，尤其在当今已成为医学诊断中一个最重要的依据。据统计，2002 年就有超过 2.2 万台磁共振成像仪在全世界使用，每年都有超过 6000 万人次通过磁共振成像技术完成医疗诊断<sup>[10]</sup>。

相比于 X 射线和 CT，磁共振成像无任何辐射，病患在检查病情的时候更愿意接收这种检测手段。然而，现在做一次核磁共振检查的花费相对于 X 射线和 CT 来说还是偏高的，这主要受制于磁共振成像仪器的成本因素，特别是场强越大，一套磁共振成像设备的价格越高，同时，磁共振设备的核心技术也被几家国外知名的厂商所垄断。所以，研发出国产的拥有自主知识产权产品的磁共振成像仪，对于国内核磁共振的研究和普及以及发展都有非常重要和深远的意义。

## 1.2 论文研究内容

本文主要研究的是基于 0.5T 磁共振关节成像仪线圈的手动调谐检测模块设计，以及自动调谐及其算法研究。全文共分为 6 个章节，各章节的主要内容安排如下：

第一章 绪论。主要介绍了磁共振成像技术的产生发展和现状，

第二章 磁共振成像原理和成像系统介绍。阐述了核磁共振的原理和磁共振成像的工作机理，并对磁共振系统的几个关键部分做了简介。

第三章 线圈调谐理论分析。对 L 型匹配网络特性进行了分析，然后对线圈使用的调谐网络进行了对比分析，并通过 Smith 圆图说明了调谐大概流程。

第四章 手动调谐检测模块设计。详细介绍了手动调谐检测模块的设计和实现的具体流程，其中包括定向耦合器的 S 参数分析，功率检测部分的电路设计和基于 STM32 的信号处理部分的硬件和软件实现。最后对整个模块各部分和整体进行了测试。

第五章 自动调谐及算法研究。本章节首先介绍了自动调谐的原理和系统，

对自动调谐的匹配网络进行了设计,最后介绍了自动调谐的几种算法,主要是变量轮转法和遗传算法的设计,并对遗传算法进行了仿真。

第六章 总结。总结了全文的工作。

厦门大学博硕士论文摘要库

## 第二章 磁共振成像原理和磁共振仪器介绍

### 2.1 磁共振成像的基本原理

分子、原子或原子核能级在外磁场作用下，会劈裂成两个能级，当外界电磁场（电磁波）的频率适当（光子能量适当）时，位于低能态的分子、原子或原子核等吸收射频脉冲的能量跃迁到高能态，这就是核磁共振现象<sup>[11,12]</sup>。

原子系统中，原子核由质子和中子组成，由于中子是电中性的，所以整个原子核表现为质子的正电性。由于带电性，原子核的自旋运动会产生一个微观的磁场，并产生相对应的自旋磁矩。磁矩  $\mu$  和原子核自旋角动量  $P$  的表达式分别如下<sup>[13]</sup>。

$$\mu = \gamma P \quad (2.1)$$

$$|P| = \hbar \sqrt{I(I+1)} \quad (2.2)$$

其中  $\gamma$  为原子核的旋磁比，不同原子核有其固有的旋磁比， $\hbar = h/2\pi$ 。 $I$  被称为核自旋量子数，它由核中的质子数和中子数决定，当核内质子数  $Z$  和中子数  $N$  都为偶数时， $I=0$ ，由上式可知此时  $P=0$ ， $\mu=0$  不能产生 NMR 信号。 $Z$  和  $N$  都是奇数时， $I$  取整数值， $Z$  和  $N$  一奇一偶时， $I$  取半整数，这两种情况都能产生 NMR 信号，特别是  $I=1/2$  的原子核最适合应用于 NMR 检测。

角动量受到一个与之垂直的力矩的作用是，角动量矢量会作圆周运动，这种现象叫做旋进。如图 2.1 所示，当对一个自旋不为 0 的原子核施加一个静磁场  $B_0$  时（ $Z$  方向），原子核会围绕  $B_0$  进动，其运动轨迹为圆锥<sup>[14]</sup>，如图 2.1 所示，此时将磁矩分解为  $Z$  轴和  $X-Y$  平面矢量，原子核旋进过程中， $Z$  轴矢量方向不变，而  $X-Y$  平面矢量绕  $Z$  轴以变化的相位不断旋转，当系统处于平衡位置时， $X-Y$  平面矢量为 0，所以最终的总磁化矢量为  $Z$  方向，即磁场  $B_0$  方向。原子核进动的特征频率满足下面的关系式。

$$\omega_0 = \gamma B_0 \quad (2.3)$$

其中  $\omega_0$  称为 Larmor 频率或者共振频率，由上式可以看出其取值只取决于外磁场

强度和原子核的种类。

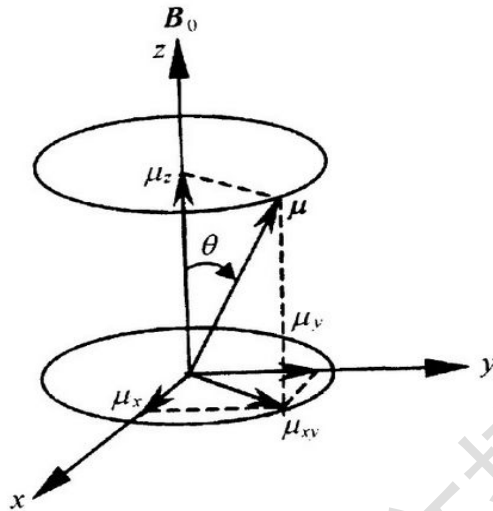


图 2.1 进动时磁矩的分解

此时，若向主磁场  $B_0$  方向发出一个特定频率的脉冲信号，依据麦克斯韦的电磁理论，会产生一个与静磁场方向垂直的射频场  $B_1$ ，在  $B_1$  场的激发作用下，原子核的能级劈裂成两个能级，射频脉冲的频率为 Larmor 频率时，射频场的能量与两个能级之差相等，位于低能级的核会接收射频场的能量并跃迁到高能态<sup>[15]</sup>。

综上所述，核磁共振就是对静磁场中的原子核发出一个射频脉冲，当射频脉冲的能量刚好与原子能级差相等时，位于低能级的质子会接收该能量并跃迁到高能级的现象。核磁共振现象有两个先决因素，一个是自旋磁矩在静磁场中进动，另一个是射频脉冲能量必须与原子核的能级差相等，即射频脉冲频率必须等于原子核的 Larmor 频率。

### 2.1.1 弛豫及核磁共振信号产生

当给原子核外磁场  $B_0$  时，原子核的磁矩从无序向有序过渡，当达到稳定状态时，核自旋系统的宏观磁化矢量  $M_z = M_0$ ， $M_{xy} = 0$ ，当受到射频脉冲作用原子核发生能级跃迁，磁化矢量会进入不稳定状态，当射频脉冲消失后，这种不稳定不能持久，会自动回复到初始状态，这个过程就是弛豫过程<sup>[16]</sup>。弛豫过程有两部分，一是纵向磁化矢量  $M_z$  的恢复过程，二是横向  $X-Y$  平面磁化矢量  $M_{xy}$  的恢复过程。通常将纵向分量  $M_z$  的恢复称为自旋-晶格弛豫，用  $T_1$  表示其恢复时的时

间常数，将横向分量  $M_{xy}$  的恢复称为自旋-自旋弛豫，用  $T_2$  表征其恢复时的时间常数。

式 (2.4) 是弛豫时纵向分量  $M_z$  的变化方程，经过  $T_1$  时间， $M_z$  恢复到平衡状态的 63%，经过 3 个  $T_1$  时间， $M_z$  恢复到平衡状态的 95%，纵向弛豫基本完成。

$$M_z = M_0 (1 - e^{-t/T_1}) \quad (2.4)$$

式 (2.5) 是弛豫时横向分量  $M_{xy}$  的变化方程，经过时间  $T_2$  后，横向磁化矢量  $M_{xy}$  减小到它初值的 63%，经过 3 个  $T_2$  后， $M_{xy}$  减小到它初值的 95%，横向弛豫基本完成。

$$M_{xy} = M_{xyMAX} e^{-t/T_2} \quad (2.5)$$

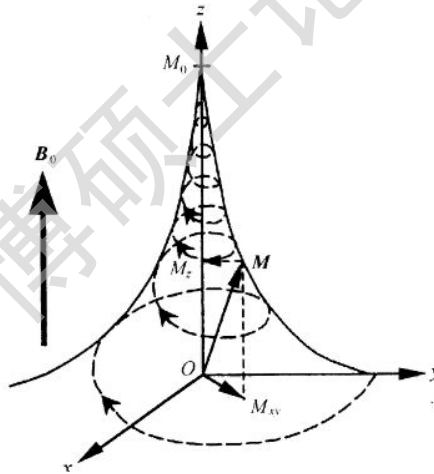


图 2.2 纵向和平面磁化矢量的弛豫过程

纵向弛豫时间  $T_1$  和横向弛豫时间  $T_2$  的大小是由物体自身的属性决定的，横向分量的衰减速度和纵向分量的增长速度并不是相同的，一般来说，纵向弛豫时间要远大于横向弛豫时间，并且不同组织和器官的弛豫时间有明显的不同。而且在自旋-自旋弛豫中，由于磁场的不均匀，包括核与核之间相互影响产生的磁场和外磁场的不均匀，造成核的失相位，加速了弛豫过程，这时候的自旋-自旋弛豫时间并不是理想状态下真正的弛豫时间，一般将这种弛豫时间记为  $T_2^*$  以加区别。



Degree papers are in the “[Xiamen University Electronic Theses and Dissertations Database](#)”.

Fulltexts are available in the following ways:

1. If your library is a CALIS member libraries, please log on <http://etd.calis.edu.cn/> and submit requests online, or consult the interlibrary loan department in your library.
2. For users of non-CALIS member libraries, please mail to [etd@xmu.edu.cn](mailto:etd@xmu.edu.cn) for delivery details.